Aus der Abteilung für Werkstoffkunde (Prof. Dr. F. Schoenbeck)
des Zahnärztlichen Instituts der Universität Berlin

Über Verarbeitung und Festigkeits-Eigenschaften verschiedener plastischer Kunststoffe in der Zahnheilkunde

---

Inaugural-Dissertation

zur

Erlangung der Zahnärztlichen Doktorwürde der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Wilhelms-Universität Berlin

vorgelegt von

Charlotte Hahn
geb. Wolff

aus Berlin

Tag der Promotion: 24. Februar 1941

M 424

Aus der Abteilung für Werkstoffkunde (Prof. Dr. F. Schoenbeck)
des Zahnärztlichen Instituts der Universität Berlin

Über Verarbeitung und Festigkeits-Eigenschaften verschiedener plastischer Kunststoffe in der Zahnheilkunde

---

Inaugural-Dissertation

zur

Erlangung der Zahnärztlichen Doktorwürde der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Wilhelms-Universität Berlin

vorgelegt von

Charlotte Hahn
geb. Wolff

aus Berlin

Tag der Promotion: 24. Februar 1941

Gedruckt mit Genehmigung

der

Medizinischen Fakultät der Universität Berlin

Dekan: Prof. Dr. Kreuz

Referent: Prof. Dr. Schoenbeck

Korreferent: Prof. Dr. Schröder

Druck: Buchdruckerei Wilhelm Flagel, Berlin-Charlottenburg 5, Oranien-Str. 12

Meinen lieben Eltern
in Dankbarkeit gewidmet

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA40153504_0125

Schon seit langem ist in der Prothetik der Wunsch vorhanden, anstelle des Kautschuks über neue Werkstoffe verfügen zu können. Der Kautschuk war bisher das am meisten verwendete Plattenmaterial. Die Gründe liegen wohl einmal darin, daß der Kautschuk wohlfeil ist und sich sehr einfach technisch verarbeiten läßt.

Es waren hauptsächlich kosmetische und hygienische Anforderungen, die den Wunsch nach Ersatz berechtigt erscheinen ließen. Hat doch der Kautschuk totes Aussehen, das besonders störend wirkt, wenn größere Zahnfleischpartien zu ersetzen sind. Vorhandene Porosität und dadurch bedingte Ansammlung von Bakterien, ferner öfters beobachtete Schleimhautreizungen bei Trägern von Kautschukprothesen lassen den Kautschuk nicht als ideales Prothesenmaterial gelten. Dazu kommt, daß der Kautschuk ein devisenpflichtiges Material ist, das zumal in der jetzigen Zeit nach Möglichkeit eingespart werden sollte.

Die ersten Versuche wurden mit Zelluloid als Prothesenmaterial gemacht. Aber wegen schlechter Haltbarkeit, Verfärbung des Materials, Quellung und Kampfergeschmack kam man bald wieder davon ab. Trotzdem hat das Zelluloid heute noch ein beschränktes Indikationsgebiet. Es wird zu Schienenverbänden, als Tamponhalter und Wundschutz verwendet.

Weitere Versuche wurden mit den Zelluloseabkömmlingen Zellon und Zellit und später mit Hekolith gemacht. Aber auch sie waren den gestellten Anforderungen nicht gewachsen und mußten deshalb als geeignetes Prothesenmaterial ausscheiden.

Inzwischen wurden vor allem in Amerika viele Versuche mit den verschiedensten Kunstharzprodukten unternommen und auch Erfolge erzielt. Dadurch wurde die deutsche Industrie angeregt und brachte in den letzten Jahren die Kunststoffe Neo-Hekolith, Heliodon und Paladon auf den Markt. Diese Stoffe haben sich als Kautschukersatz durchaus bewährt. Es lag nun nahe, unter den Kunststoffen Ausschau zu halten, ob unter ihnen nicht auch geeignete seien, die für Kronen und Brückenersatz Verwendung finden könten. Die Versuche unter besonderer Berücksichtigung der klinischen Bewährung sind aber noch zu kurz, um ein endgültiges Urteil abgeben zu können.

Allgemein werden diese neuen thermoplastischen Kunststoffe als Kunstharze bezeichnet. Diese Bezeichnung ist nicht richtig, denn*) „das wesentliche Merkmal der klassischen Kunstharze ist ihre Aushärtbarkeit, d. h. die Fähigkeit bei Wärmebehandlung aus dem plastischen und verformbaren Zustand in einen festen, nicht mehr durch Wärme veränderlichen Endzustand überzugehen. Man sagt, sie sind irreversibel thermoplastisch."

Dies trifft aber nur für eine bestimmte Gruppe von Stoffen zu, nämlich für die, die als Harzersatz in der Lackindustrie Verwendung finden. Für zahnärztliche Zwecke sind sie nicht zu gebrauchen, denn mit der Aushärtbarkeit würde jede Reparaturmöglichkeit fortfallen. Deshalb kommen für die zahnärztliche Prothetik nur thermoplastische Stoffe in Frage, d. h. solche Stoffe, die zwar erstarren, aber bei einer bestimmten Temperatur auch wieder erweichen und eine Neubearbeitung zulassen. Sie werden als reversibel thermoplastische Kunststoffe bezeichnet.

Die Kunststoffe können entweder durch Kondensation oder durch Polymerisation entstehen.

Unter Kondensation versteht man das Zusammentreten zweier Stoffe unter Wasseraustritt. Polymerisation ist das Zusammentreten mehrerer gleichartiger Moleküle zu einem großen Molekularkomplex. Je nach Art der Polymerisation erhält man verschiedene Kunststoffe, die teils als Pulver, Platte, Lösung oder Emulsion in den Handel kommen.

Die in der Zahnheilkunde angewendeten Kunststoffe werden in zwei große Gruppen eingeteilt.

1. in die Mischpolymerisate, die aus Vinylchlorid und Methakrylsäure-Ester bestehen, wie z. B. die Mipolame, zu denen das Neo-Hekolith, Hekodent und Rockodentakolloid gehören.
2. in die Methakrylsäurederivate, wie das Paladon, Palapont und Heliodon.

Ueber Kunststoffe liegen bereits Arbeiten vor, so von Roehr eine Arbeit über Neo-Hekolith im Vergleich zum Kautschuk, von Lembrich eine Arbeit über Neohekolith in Verbindung mit Metallen und von Bathe eine Arbeit über praktische Erfahrungen mit Neo-Hekolith-Prothesen.

Der Zweck dieser Arbeit soll sein, unter Erwähnung des Verarbeitungsganges verschiedene technische Daten der einzelnen

*) Gerlach, „Neue Deutsche Werkstoffe in der Zahnheilkunde".

Kunststoffe wie Härte, Zerreißfestigkeit, Dehnung und Bruchbiegespannung zu ermitteln und miteinander zu vergleichen, um Rückschlüsse auf die klinische Haltbarkeit machen zu können.

Es wurden folgende Kunststoffe auf ihre mechanischen Eigenschaften untersucht:

Neo-Hekolith, Rockodenta-Kolloid, Hekodent, Paladon, Palapont und Heliodon. Von den genannten Stoffen wurden Probekörper in Form von Stäbchen mit quadratischem Querschnitt hergestellt von der Kantenlänge 4 mm und 5 cm Länge.

Was die Verarbeitung der einzelnen Kunststoffe betrifft, so sei folgendes bemerkt:

Neo-Hekolith:

Für das Verarbeiten von Neo-Hekolith steht uns eine Spezialküvette zur Verfügung. Sie besteht aus zwei konischen Teilen. An ihren Seiten befinden sich Führungen, die konisch durchbohrt sind. Durch Hindurchschieben von zwei entsprechenden konischen Bolzen wird die Küvette fest geschlossen. Eine Bohrung auf der Rückseite der Küvette ist für die Aufnahme eines Thermometers vorgesehen.

In die eine Küvettenhälfte wird nun das Modell eingebettet, und zwar so, daß der Zahnfleischrand der Wachsprothese mit dem Küvetten- und Gipsrand abschließt. Es ist ratsam, die Interdentalräume nicht dünn, sondern voll auszumodellieren, ebenso wie untersichgehende Zahnfleischpartien, damit das zähplastische Material besser fließt.

Als Modell- und Einbettmaterial kommt nur Hartgips in Frage, denn mit Ausnahme des Paladons müssen alle Kunststoffe unter sehr starkem Druck gepreßt werden. Am besten hat sich der Moldano-Gips hierfür als geeignet erwiesen.

Beim Anrühren muß ein bestimmtes Mischungsverhältnis beachtet werden, (3 Teile Gips, 1 Teil Wasser), um die optimale Härte des Gipses zu erzielen.

Wenn der Gips anfängt abzubinden, zieht man mit einem Wachsmesser im Abstand von 1 cm vom Wachsmodell einen Abflußgraben von einem Zentimeter Breite. Der Graben wird mit Wachs oder Moldine ausgefüllt, der stehengebliebene Gipswall mit rosa Wachs belegt. Er soll verhindern, daß beim Pressen zu viel Material aus der Form quillt, und dadurch das zur Prothese verformte Material nicht genügend unter Druck gesetzt wird. Andererseits darf der Abzugskanal nicht zu knapp sein,

sonst schließt die Küvette nicht richtig, und es kommt zur Bißerhöhung. Dann erfolgt der Gegenguß.

Nach dem Abbinden des Gipses wird die Küvette geöffnet, das Wachs ausgebrüht und lose stehende Zähne werden mit Heko-Zahnfixativ befestigt. Das Modell und der Gegenguß werden sofort mit Neo-Lack zur Isolierung von Gips und Material lackiert. Ein zweites Einpinseln erfolgt bei ca 90°. Dann werden die Küvetten auf einer elektrischen Heizplatte im Laufe von mindestens 1½ Stunden auf 165° vorgewärmt. Die Temperatur muß unbedingt eingehalten werden, weil sich sonst im Material Spannungen oder Inhomogenitäten bilden, die später beim Tragen der Prothese leicht zu einem Ermüdungsbruch führen können.

Die Sinterung des Pulvers kann jetzt im Gegensatz zu früher direkt in der Küvette vorgenommen werden.

Sobald das Pulver eine teigartige Masse geworden und die Temperatur erreicht ist, drückt man die Masse besonders in die untersichgehenden Stellen und nimmt dann die Pressung vor. Eine Spezialpresse ist nicht mehr dazu nötig. Die Preßdauer soll 5—7 Minuten betragen. Nachdem man die Küvette durch Einschieben der Bolzen blockiert hat, läßt man sie noch 10 Minuten unter der Presse stehen und bringt sie dann für 20 Minuten in kaltes Wasser.

Die Ausbettung muß sofort nach der Abkühlung erfolgen, um eine zu große Härte des Gipses zu vermeiden. Auf keinen Fall dürfen die Küvettenhälften in ihrer Trennlinie auseinandergehebelt werden, da sonst die Porzellanzähne unvermeidlich brechen. Man legt deshalb auf Boden- oder Deckloch der Küvette eine Gußscheibe und löst durch Hammerschläge erst die eine dann die andere Küvettenhälfte vom Gipsblock. Letzterer wird dann durch Sägeschnitte zerlegt und die Prothese vorsichtig freigelegt.

Rockodenta-Kolloid.

Aehnlich wie das Neo-Hekolith wird das Rockodenta-Kolloid verarbeitet.

Als Küvetten können alle größeren massiven Küvetten verwandt werden, die eine gute Führung haben und durch Schrauben oder Stifte einen guten Schluß der Küvette sichern. Der Verarbeitungsgang ist bis zur Pressung der gleiche. Die Preßtemperatur soll 135—180° C betragen. Nach der Pressung wird die Küvette nicht sofort durch kaltes Wasser abgeschreckt, son-

dern erst auf 50° C abgekühlt, da nach Angabe des Erfinders sich sonst die Eigenschaften des Materials ändern.

Eine Besonderheit ist die aus Rockodenta-Kolloid hergestellte Einstoffprothese, d. h. Zahnfleischpartien und Zähne werden aus demselben Material hergestellt. Die Prothese wird zunächst unter Verwendung von Porzellanzähnen aufgebaut, und wie vorher beschrieben, eingebettet. In der Küvette werden dann die Zähne herausgenommen und beides, Zähne und Platte in der vorher ausgesuchten Farbe ausgepreßt. Erst nach Ausarbeitung der Prothese wird die Zahnfleischfarbe bis zu den Zähnen durch Bemalen aufgetragen.

Neuerdings werden die Kunststoffe nicht nur für abnehmbaren Ersatz, sondern auch zur Herstellung von Kronen und Brücken verwendet. Die hierfür in Frage kommenden Kunststoffe sind das Rockodent, Hekodent und Palapont.

Kunststoffkronen sind vor allem dort indiziert, wo es möglich ist, die Krone dicker zu modellieren, also bei pulpentoten Zähnen, wo genügend natürliche Zahnmasse abgeschliffen werden kann. Denn eine aus Kunststoff hergestellte Krone unterliegt einer gewissen Abrasion, die z. B. dem keramischen Material vollkommen fehlt. Die Kunststoffkrone kommt zwar dadurch dem natürlichen Gebiß bedeutend näher, nur muß der eventuell auftretende stärkere Verschleiß an Material bei der Gestaltung der Krone auch berücksichtigt werden.

Um der Krone eine bessere Stabilität und einen genaueren Randschluß zu geben, können auch Metallringe verwendet werden. In diesem Fall wird in gewohnter Weise ein Metallring auskonturiert, mit dem Ring Abdruck genommen und auf den Ring der Kunststoff aufgepreßt. Diese Methode befriedigt aber nicht immer in kosmetischer Hinsicht, da der Metallring mehr oder weniger durchschimmert. Deshalb kann der Ring auch nach der Einbettung aus der Küvette genommen werden und die Krone nun vollkommen aus Kunststoff gepreßt werden.

Eine dritte Methode ist die indirekte Methode, nach dem Orton-Prinzip. Hier wird die Stufenpräparation angewendet. Die Methode hat den Vorteil, daß die gepreßte Krone auf dem Modellstumpf angepaßt und ausgearbeitet werden kann.

Bei Kunststoffbrücken, besonders bei längeren, ist es wegen der Durchbiegungsgefahr, da das Material erheblich elastisch ist, manchmal angezeigt, ein Stützgerüst aus Metall anzufertigen. Dieses Gerüst schimmert aber meistens etwas durch und stört

die kosmetische Wirkung. Um dies zu vermeiden, werden die Metallgerüste, sofern Rockodenta-Kolloid als Preßstoff verwendet wird, ehe die Kronen und Zwischenglieder modelliert sind, mit einer Rockodentadeckemaille, die weiß oder elfenbeinfarbig ist, überzogen. Vorher müssen aber die Metallgerüste sorgfältig gereinigt werden, entweder mechanisch mit einem Sandstrahlgebläse oder chemisch mittels Säuren oder Alkalien. Die so gereinigten Metallgerüste werden mehrmals in die Rockodentadeckemaillilösung eingetaucht und eine Stunde an der Luft getrocknet. Dann kommt das Gerüst in einen Trockenofen, der allmählich auf 120° C gebracht und eine Stunde auf dieser Temperatur gehalten wird. Damit ist der Härtungsprozeß des Emaillefilms beendet.

Nun können die Kronen bzw. Zwischenglieder modelliert und eingebettet werden. Die Einbettung erfolgt stets umgekehrt, d. h. die Kaufläche wird in die mit Gips gefüllte Küvette soweit eingedrückt, daß der Kronenrand nur noch 1 mm herausragt. Von hier aus wird etwa in Höhe von 1,5 cm Einbettungsmasse aufgebaut, um einen Preßtrichter zu gewinnen. Um diesen Preßtrichter wird ein Abzugskanal angelegt, der aber nicht an die Wachsform reichen darf, denn das Pulver soll bereits komprimiert sein, ehe es als Preßüberschuß in die Abzugskanäle gedrängt wird. Der weitere Verarbeitungsgang bis zur Erhitzung ist der gleiche wie bei der aus Rockodenta-Kolloid hergestellten Plattenprothese.

Haben die Küvetten eine Temperatur von 120° C erreicht, so werden die ausgewählten Pulver schichtweise in die Hohlform gestreut.

Die Zahnfarbe wird nach einem bekannten Farbenring z. B. de Trey ausgesucht. Die Auswahl der erforderlichen Pulver erfolgt nach einer Farbenskala für Rockodenta-Kolloid. Die Zahnfarbe wird in Schmelz-Schneidekante — und Zahnkörperfarbe zerlegt. Zunächst wird eine dünne glasklare Schmelzschicht eingestreut, dann erfolgt sofort die Einschichtung des Zahnschneidematerials und zwar so, daß die Form fast ausgefüllt ist. Nun wird mit einem Spatel das Pulver nach allen Seiten angedrückt, und der dadurch entstandene Hohlraum wird mit Zahnkörpermasse im Ueberschuß angefüllt.

Haben die Küvetten die Temperatur von 140° C erreicht, kann gepreßt werden. Der weitere Arbeitsgang ist der gleiche wie schon oben geschildert.

Hekodent.

Ein weiteres Kronen- und Brückenmaterial ist das von den Hekowerken herausgegebenene Hekodent. Es ist ein thermoplastischer Kunststoff mit Farbzusätzen und kommt in neun verschiedenen Farbnuancierungen in den Handel. Die Verarbeitung ist nahezu dieselbe, wie die des Rockodenta-Kolloids. Die Pressung erfolgt schon bei 135° C.

Paladon.

Dieses Material ist in letzter Zeit wesentlich in seiner Verarbeitungsweise verbessert worden. So ist keine besondere Apparatur, kein Vulkanisierkessel und das Wichtigste, keine Zinnfolie mehr nötig.

Das Belegen des Modells mit Zinnfolie war erforderlich zur Vermeidung der durch Aufnahme von Wasserdampf entstandenen weißen Flecken oder Verfärbungen. Die Empfindlichkeit des Paladons ist wesentlich verringert worden, so daß es gegen Wasserdampf von 100° C unempfindlich ist.

Der Verarbeitungsgang ist folgender:

Das Modell wird umgekehrt eingebettet. Da beim Vorpressen nur geringer Druck nötig ist, kommt man ohne Hartgips aus. Abzugskanäle brauchen nicht angelegt zu werden, da das Paladon beim Polymerisieren nicht expandiert.

Ist der Gegenguß hergestellt, so wird wie üblich nach Abbinden des Gipses die Küvette erwärmt und ausgebrüht. Sie wird einige Minuten an der Luft stehen gelassen, bis sie nicht mehr dampft. Dann wird auf die noch warme Gipsform zum Schutz gegen den Wasserdampf eine 30%ige Lösung von Calzium-Chlorid 3 mal aufgetragen. Um außerdem eine glatte Oberfläche der Prothese zu erreichen, pinselt man die beiden Küvettenhälften, nachdem die Calcium-Lösung eingezogen ist, mit einer Lösung von 86% Wasserglas, 10% Aetzkali und 4% Wasser ein.

Dann wird das Paladon in einem dickwandigen Gefäß mit Hilfe eines Achat- oder Glasspatels angemischt, bis eine pastenförmige Konsistenz erreicht ist. Am günstigsten ist das Mischungsverhältnis von zwei Gewichtsteilen Pulver und einem Gewichtsteil Flüssigkeit.

Die Küvette soll beim Stopfen fast kalt sein. Die pastenförmige Masse wird nun auf das Modell gelegt und dann wird langsam zusammengepreßt und zur Kontrolle noch einmal ge-

öffnet, evtl. Ueberschuß weggeschnitten oder noch fehlende Paladonmasse hinzugefügt.

Palapont.

Ein ebenfalls von der Firma Kulzer, Frankfurt a. M. hergestellter, jetzt neu herausgebrachter Werkstoff ist das Palapont-Zahnmaterial.

Das Palapont ist wie auch das Paladon ein Abkömmling der Akrylsäure. Daher ist auch seine Verarbeitung nahezu dieselbe wie die des Paladons.

Zur Frage nach der Indikation für Palapont ist das Gleiche zu sagen, wie für alle aus Kunststoff hergestellten Kronen- und Brückenarbeiten.

Die aus Palapont hergestellte Krone wird wie bei der Verwendung von Rockodenta-Kolloid aus drei verschiedenen Farben zusammengesetzt. Beim Anrühren der einzelnen Farben muß ein bestimmtes Mischungsverhältnis beobachtet werden. So soll die Zahnschneidefarbe sahnenartig, die Zahnkörpermasse etwas dicker, die Zahnhalsmasse dagegen wie das Paladon knetbar, teigig angerührt werden.

Der weitere Verarbeitungsgang, wie Einbetten, Stopfen und Polymerisieren ist nahezu der gleiche, wie bei Paladon.

Für den Fall, daß Stützgerüste angewandt werden müssen, hat die Firma Kulzer einen Decklack herausgegeben, mit dem das Stützgerät überzogen wird, um ein eventuelles unschönes Durchschimmern des Metalls zu vermeiden.

Heliodon.

Auch Heliodon gehört zur Gruppe der Akrylsäure-Derivate. Es kommt als grobkörniges rosarotes Pulver in den Handel. Für seine Verarbeitung ist von der Firma Dentaurum eine Spezialküvette herausgegeben. Es kann auch jede andere Küvette für Kunststoffe z. B. die Neo-Hekolith-Küvette verwandt werden, allerdings unter Berücksichtigung einiger technischer Maßnahmen.

Bei der Herstellung der Probekörper in der Spezialküvette für Heliodon wird sowohl für das Modell, als auch zum Einbetten Hartgips verwendet. Das zu pressende Stück soll in der oberen und unteren Hälfte der Küvette gleich tief im Gips stehen und gleichmäßig vom Küvettenrand entfernt eingebettet werden, um eine gleichmäßige Durchwärmung zu gewährleisten. Nach der Einbettung des Modells werden die Thermometer-

löcher mit Hilfe einer zu der Küvette passenden Schablone angelegt. Die Schablone besteht aus einem dreieckigen Stück Blech, das an der einen Ecke einen Stift trägt. Der Stift wird in den noch weichen Gips so eingedrückt, daß der Abschlußrand der Schablone dem inneren Küvettenrand anliegt.

Dann erfolgt wie üblich der Gegenguß. Im Gegenguß werden mit einer Kautschukfräse Abflußgräben für das überschüssige Material gezogen. Man muß aber beachten, die Abzugskanäle nicht zu tief und zu breit zu ziehen, da das Material leicht fließt. Dann werden die Küvetten auf einem Rundbrenner in ca. 60 Minuten bis auf 160° C erhitzt.

Wenn die Temperatur zu fallen beginnt, wird das Pulver aufgeschüttet, möglichst in reichlicher Menge, da genügend Ueberschuß vorhanden sein muß. Die Dauer der Pressung soll mindestens 12 Minuten betragen. Man preßt zunächst ganz langsam und ohne großen Druck, damit das Material immer wieder durchwärmen kann. Dann bleibt die Küvette ca. ½ Stunde unter der Presse stehen und kommt dann erst für 5 Minuten in kaltes Wasser. Das Ausbetten und Ausarbeiten ist das Gleiche wie beim Neo-Hekolith und Rockodenta-Kolloid.

Es wurden nun zum Vergleich die oben genannten Kunststoffe auf ihre mechanischen Eigenschaften untersucht. Natürlich sind die Verhältnisse „in vivo" anders als „in vitro". Immerhin kann man z. B. schon aus Ergebnissen der Festigkeitswerte Schlüsse auf die mechanische Haltbarkeit (Kaukt) ziehen.

Zunächst wurde die Härte geprüft. Wir besitzen für Härte keit absolutes Maß. Wir verstehen darunter „den Widerstand eines festen Körpers, den er dem Eindringen eines anderen (festeren) Körpers entgegensetzt". (Definition nach A. von Martens, ergänzt durch M. v. Schwarz.)

Es gibt verschiedene Methoden, die Härte zu messen. Die gebräuchlichste Methode ist die Bestimmung der Kugeldruckhärte nach Brinell. Bei ihr wird eine gehärtete Stahlkugel von bestimmtem Durchmesser gegen die plane Oberfläche des zu untersuchenden Körpers mit einem bestimmten Druck während einer bestimmten Zeit eingedrückt. Nach Brinell ist die Härte H das Verhältnis der Belastung P zur Mantelfläche des durch D und d bestimmten Kugelsegments. Als Formel ausgedrückt:

$$H = \frac{P}{\frac{\pi \cdot D^2}{2} - \frac{\pi D}{2}\sqrt{D^2 - d^2}} \text{ kg/mm}^2$$

wobei P = angewandte Druckkraft in kg,
D = Durchmesser der Druckkugel in mm,
d = Durchmesser des Kugeleindruckes in mm,
π = 3,14 ist.

Meistens ist der Kugeleindruck nicht rund, sondern etwas oval, besonders bei stärkerer Belastung. Dann mißt man mehrere Durchmesser des Kugeleindruckes und bestimmt aus ihnen den mittleren Durchmesser. Die Messung des Kugeleindruckes geschieht mit Hilfe einer Mikrometerlupe.

Es wurde für die Untersuchungen eine Stahlkugel von 5 mm Durchmesser genommen. Zunächst wurden die Probekörper mit 62,5 kg einmal für die Dauer von 30 Sekunden das andere Mal 60 Sekunden lang belastet. Schon aus den Eindruckstiefen kann man auf die Härte des betreffenden Stoffes schließen. Je flacher der Eindruck ist, um so härter ist der Stoff.

Bei einer zweiten Versuchsreihe betrug der angewandte Druck 125 kg, ebenfalls bei einer Belastungsdauer von 30 und 60 Sekunden. Da das Material offenbar nicht immer homogen war, und infolgedessen Streuwerte auftraten, wurden von jeder Versuchsart mehrere Proben gemacht und daraus der Mittelwert errechnet. Die Ergebnisse sind folgende:

I. Neohektolith.

30 Sk. 62,5 Kg.

1. d = 2,02 H = 18,5
2. d = 2,00 H = 19,1 **Mittelwert** H = 18,7 Kg/mm²
3. d = 2,01 H = 18,6

60 Sek. 62,5 Kg.

1. d = 2,10 H = 17,2
2. d = 2,11 H = 17,0 **Mittelwert** H = 17,3 Kg/mm²
3. d = 2,08 H = 17,7

30 Sek. 125 Kg.

1. d = 2,93 H = 16,8
2. d = 2,94 H = 16,8 **Mittelwert** H = 16,5 Kg/mm²
3. d = 2,98 H = 16,1

60 Sek. 125 Kg.

1. d = 3,06 H = 15,01
2. d = 3,09 H = 14,9 **Mittelwert** H = 15,2 Kg/mm²
3. d = 3,02 H = 15,6

II. Rockodenta-Kolloid.

30 Sek. 62,5 Kg.

1. d = 2,16 H = 16,1
2. d = 2,14 H = 16,6

Mittelwert H = 16,4 Kg/mm²

60 Sek. 62,5 Kg.

1. d = 2,27 H = 14,5
2. d = 2,23 H = 15,3

Mittelwert H = 15,1 Kg/mm²

30 Sek. 125 Kg.

1. d = 3,22 H = 13,4
2. d = 3,17 H = 13,9

Mittelwert H = 13,6 Kg/mm²

60 Sek. 125 Kg.

1. d = 3,32 H = 12,8
2. d = 3,26 H = 13,0
3. d = 3,27 H = 13,0

Mittelwert H = 12,9 Kg/mm²

III. Hekodent.

30 Sek. 62,5 Kg.

1. d = 2,10 H = 17,2
2. d = 2,09 H = 17,8
3. d = 2,08 H = 17,7
4. d = 2,12 H = 16,8

Mittelwert H = 17,1 Kg/mm²

60 Sek. 62,5 Kg.

1. d = 2,16 H = 15,9
2. d = 2,13 H = 16,5
3. d = 2,15 H = 16,4
4. d = 2,12 H = 16,8

Mittelwert H = 16,4 Kg/mm²

30 Sek. 125 Kg.

1. d = 2,88 H = 17,3
2. d = 2,90 H = 17,2
3. d = 2,92 H = 16,7
4. d = 2,90 H = 17,2

Mittelwert H = 17,1 Kg/mm²

60 Sek. 125 Kg.

1. d = 3,08 H = 14,8
2. d = 3,03 H = 15,1
3. d = 3,07 H = 15,0
4. d = 3,11 H = 14,6

Mittelwert H = 14,9 Kg/mm²

IV. Paladon.

30 Sek. 62,5 Kg.

1. d = 1,91 H = 20,9
2. d = 1,95 H = 20,1
3. d = 1,97 H = 19,6
4. d = 1,96 H = 19,8

Mittelwert H = 20,2 Kg mm²

60 Sek. 62,5 Kg.

1. d = 2,01 H = 18,8
2. d = 2,02 H = 18,5
3. d = 2,00 H = 19,1
4. d = 2,01 H = 18,8

Mittelwert H = 18,8 Kg/mm²

30 Sek. 125 Kg.

1. d = 2.70 H = 20,2
2. d = 2,68 H = 20,6
3. d = 2,74 H = 19,7
4. d = 2,70 H = 20,2

Mittelwert H = 20.1 Kg mm²

60 Sek. 125 Kg.

1. d = 2.76 H = 18,9
2. d = 2.80 H = 18,6
3. d = 2.84 H = 18,2
4. d = 2.82 H = 18.3

Mittelwert H = 18.5 Kg/mm²

V. Palapont.

30 Sek. 62.5 Kg.

1. d = 1.78 H = 24.4
2. d = 1.80 H = 23,4
3. d = 1.79 H = 24.2
4. d = 1.82 H = 23,0

Mittelwert H = 23.8 Kg/mm²

60 Sek. 62,5 Kg.

1. d = 1,87 H = 21.8
2. d = 1.83 H = 23.0
3. d = 1.83 H = 23.0
4. d = 1.87 H = 21.8

Mittelwert H = 22.8 Kg mm²

30 Sek. 125 Kg.

1. d = 2,71 H = 19,9
2. d = 2,66 H = 20,4
3. d = 2,70 H = 20,2
4. d = 2,74 H = 19,4

Mittelwert H = 19.9 Kg/mm²

60 Sek. 125 Kg.

1. d = 2,78	H = 18,7		
2. d = 2,77	H = 18,9	Mittelwert H	18.6 Kg mm²
3. d = 2.80	H = 18.6		
4. d = 2,84	H = 18,4		

VI. Heliodon.

30 Sek. 62,5 Kg.

1. d = 1,78	H = 24,4		
2. d = 1.81	H = 23.7	Mittelwert H	23.9 Kg mm²
3. d = 1.76	H = 24.8		
4. d = 1.83	H = 23.0		

60 Sek. 62.5 Kg.

1. d = 1,91	H = 20,9		
2. d = 1.88	H = 21.8	Mittelwert H	20.8 Kg mm²
3. d = 1.98	H = 19.6		
4. d = 1.90	H = 21,2		

30 Sek. 125 Kg.

1. d = 2.60	H = 21.8	Mittelwert H	21.6 Kg mm²
2. d = 2.63	H = 21.4		

60 Sek. 125 Kg.

1. d = 2.60	H = 21.8	Mittelwert H	20.7 Kg mm²
2. d = 2.73	H = 19.7		

In einem gewissen Zusammenhang mit der Härte steht die Festigkeit von Materialien. Wurde unter hart und weich der Widerstand von Materialien verstanden, den ein Körper dem Eindringen eines anderen festeren Körpers entgegensetzt, so verstehen wir „unter Festigkeit die Größe des Widerstandes, den ein Werkstoff der Trennung seiner einzelnen Teile entgegensetzt."

Diese Trennung kann nun durch Zug, Druck oder Schub oder Verdrehung bewirkt werden, und je nachdem spricht man von Zerreißfestigkeit, Druckfestigkeit, Scheerfestigkeit oder Torsionsfestigkeit.

Ich untersuchte die Zerreißfestigkeit und die gleichzeitig dadurch bedingte Bruchdehnung der Probestäbe.

In die Schoppersche Zerreißmaschine wurde ein Stäbchen eingespannt, nachdem ich seine Länge durch Einritzen zweier Marken bestimmt hatte. Dann wurde die Maschine bis zum

Riß des Probekörpers belastet. Die jeweilige Belastung und Verlängerung sind auf Skalen abzulesen. Bei einer anfänglich geringen Belastung streckt sich zunächst nur der Körper: wird sie aber gesteigert, so kommt es schließlich zum Riß. So kann man gleichzeitig die Belastung und Verlängerung ablesen und daraus die Festigkeit und Dehnung errechnen.

Die Festigkeit wird in Kg angegeben, bezogen auf den Anfangsquerschnitt der Probe. Deshalb mußte vor dem eigentlichen Versuch jeder Probestab mit der Schublehre nachgemessen werden, um genaueste Werte erzielen zu können. Ich errechnete die Zerreißfestigkeit aus nachstehender Formel:

$$\text{Festigkeit} = \frac{\text{jeweilige Belastung}}{\text{Anfangsquerschnitt der Probe}}$$

$$S = \frac{P}{F} \quad (\text{kg mm}^2)$$

Die Verlängerung, die der Probestab bis zur größten Belastung erfahren hat, dividiert durch seine ursprüngliche Länge, wird als Dehnung bezeichnet und in Prozenten ausgerechnet.

$$\text{Dehnung} = \frac{L_1 - L_0}{L_0} \times 100\,\%$$

wobei L_0 = Meßlänge vor dem Versuch
L_1 = jeweilige Meßlänge bedeutet.

Zerreißfestigkeit

I. Neo-Hekolith.

1. P = 130,05 Kg	F = 27,04 mm²	S = 4,80 Kg mm²
2. P = 164,00 „	F = 30,21 „	S = 5,42 „
3. P = 159,00 „	F = 28,62 „	S = 5,55 „
4. P = 146,00 „	F = 35,28 „	S = 4,13 „

Mittelwert S = 4,97 Kg/mm²

II. Rockodenta-Kolloid.

1. P = 136,6 Kg	F = 31,92 mm²	S = 4,27 Kg/mm²
2. P = 122,0 „	F = 28,42 „	S = 4,29 „
3. P = 149,6 „	F = 29,15 „	S = 5,13 „
4. P = 153,5 „	F = 28,62 „	S = 5,36 „
5. P = 149,0 „	F = 33,63 „	S = 4,43 „

Mittelwert S = 4,69 Kg/mm²

III. Hekodent.

1. P =	92,5	Kg	F =	18,5	mm²	S = 5,0	Kg/mm²
2. P =	82,0	„	F =	18,45	„	S = 4,4	„
3. P =	75,50	„	F =	18,45	„	S = 4,09	„
4. P =	87,50	„	F =	19,6	„	S = 4,4	„
5. P =	77,0	„	F =	19,6	„	S = 3,9	„
6. P =	72,25	„	F =	17,6	„	S = 4,1	„

Mittelwert S = 4,31 Kg/mm²

IV. Paladon.

1. P =	39,6	Kg	F =	28,56	mm²	S = 1,38	Kg/mm²
2. P =	69,0	„	F =	28,56	„	S = 2,41	„
3. P =	28,4	„	F =	27,00	„	S = 1,05	„
4. P =	39,0	„	F =	27,00	„	S = 1,44	„
5. P =	40,06	„	F =	27,00	„	S = 1,48	„
6. P =	42,57	„	F =	27,04	„	S = 1,57	„
7. P =	33,60	„	F =	27,04	„	S = 1,24	„
8. P =	57,6	„	F =	27,04	„	S = 2,13	„

Mittelwert S = 1,59 Kg/mm²

V. Palapont.

1. P =	81,0	Kg	F =	21,62	mm²	S = 3,74	Kg/mm²
2. P =	32,0	„	F =	21,62	„	S = 1,47	„
3. P =	33,6	„	F =	21,62	„	S = 1,55	„
4. P =	37,2	„	F =	21,62	„	S = 1,72	„
5. P =	82,0	„	F =	24,5	„	S = 3,34	„
6. P =	33,1	„	F =	24,5	„	S = 1,35	„
7. P =	43,0	„	F =	24,5	„	S = 1,75	„
8. P =	40,05	„	F =	22,54	„	S = 1,77	„
9. P =	27,6	„	F =	24,38	„	S = 1,13	„

Mittelwert S = 1,98 Kg/mm²

VI. Heliodon.

1. P =	73,6	„	F =	30,5	mm²	S = 2,41	Kg/mm²
2. P =	64,0	„	F =	30,5	„	S = 2,09	„
3. P =	92,4	„	F =	30,78	„	S = 3,00	„
4. P =	100,6	„	F =	30,78	„	S = 3,26	„
5. P =	75,05	„	F =	27,04	„	S = 2,77	„
6. P =	66,6	„	F =	27,04	„	S = 2,46	„
7. P =	50,05	„	F =	29,70	„	S = 1,68	„
8. P =	84,9	„	F =	34,77	„	S = 2,25	„

Mittelwert S = 2,49 Kg/mm²

Dehnung.

I. Neo-Hekolith.

1. $\frac{7 \cdot 100}{25} = 28\,\%$
2. $\frac{8 \cdot 100}{30} = 26{,}6\,\%$
3. $\frac{9 \cdot 100}{37} = 24{,}3\,\%$
4. $\frac{9 \cdot 100}{34{,}5} = 26\,\%$

Mittelwert D = 26.2 %

II. Rockodenta-Kolloid.

1. $\frac{7 \cdot 100}{32{,}5} = 21.5\,\%$
2. $\frac{8 \cdot 100}{33} = 24{,}2\,\%$
3. $\frac{9 \cdot 100}{22{,}5} = 22.5\,\%$
4. $\frac{8 \cdot 100}{36} = 22.2\,\%$

Mittelwert D = 22,6 %

III. Hekodent.

1. $\frac{6 \cdot 100}{31} = 19{,}3\,\%$
2. $\frac{6 \cdot 100}{31} = 19.3\,\%$
3. $\frac{4{,}5 \cdot 100}{24{,}5} = 18{,}3\,\%$
4. $\frac{8 \cdot 100}{41} = 19{,}5\,\%$
5. $\frac{5 \cdot 100}{33} = 15{,}1\,\%$

Mittelwert D = 18,2 %

IV. Paladon.

1. $\frac{1{,}5 \cdot 100}{24{,}0} = 6{,}2\,\%$
2. $\frac{1{,}7 \cdot 100}{32{,}5} = 5{,}2\,\%$
3. $\frac{2{,}1 \cdot 100}{31{,}6} = 6{,}6\,\%$
4. $\frac{2 \cdot 100}{29{,}5} = 6{,}8\,\%$

Mittelwert D = 6,7 %

V. Palapont.

1. $\frac{5 \cdot 100}{39} = 12{,}8\,\%$
2. $\frac{1.75 \cdot 100}{34} = 5{,}1\,\%$
3. $\frac{1.75 \cdot 100}{30} = 5{,}8\,\%$
4. $\frac{2{,}1 \cdot 100}{25} = 8{,}4\,\%$
5. $\frac{4.5 \cdot 100}{40} = 11.2\,\%$
6. $\frac{2 \cdot 100}{35} = 5{,}7\,\%$
7. $\frac{2 \cdot 100}{26} = 7{,}6\,\%$
8. $\frac{2.5 \cdot 100}{39} = 6{,}4\,\%$
9. $\frac{2 \cdot 100}{40} = 5\,\%$

Mittelwert D = 7,5 %

VI. Heliodon.

1. $\frac{4 \cdot 100}{35{,}5} = 11{,}3\,\%$
2. $\frac{3{,}6 \cdot 100}{44} = 8{,}1\,\%$
3. $\frac{4 \cdot 100}{39.4} = 10{,}1\,\%$
4. $\frac{3.2 \cdot 100}{31.6} = 10{,}12\,\%$

Mittelwert D = 9,9 %

Aber nicht nur Härte und Festigkeit eines Werkstoffes sind für eine Zahnprothese von ausschlaggebender Bedeutung, sondern auch die Zähigkeit bezw. Sprödigkeit. Deshalb wurden auch daraufhin die genannten Kunststoffe geprüft.

Die vergleichenden Untersuchungen wurden so ausgeführt, daß die Stäbchen von 5 cm Länge und einem Querschnitt von 4 mm : 4 mm über zwei Schneidekanten mit dem Abstand von 3,2 cm gelegt und von oben in der Mitte belastet wurden. Die Paladon- und Heliodonstäbchen hielten nur eine verhältnismäßig geringe Belastung aus. Sie verbogen sich kaum, sondern es kam bei einem bestimmten Druck zu sofortigem scharfen Bruch. Die Neo-Hekolith, Rockodent-Kolloid und Hekodentstäbchen konnten dagegen bis zu 250 kg maximal belastet werden, ohne daß ein Bruch oder Riß auftraten. Es war lediglich eine bleibende Verformung zu beobachten. An der Biegungsstelle war eine weißliche Verfärbung zu bemerken, die auf Materialermüdung schließen läßt.

Die Bruchbiegespannung wurde nach folgender Formel errechnet:

$$D = \frac{1 \cdot P\,max \cdot 6}{d \cdot h^2} \quad kg/cm^2$$

Bruchbiegespannung.

Neo-Hekolith.
Rockodenta-Kolloid.
Hekodent.

} Bleibende Verformung ohne Bruch bei einer Maximalbelastung von 250 Kg.

Paladon.

1. P = 18	B = 2216,05 Kg/cm²
2. P = 20	B = 2742,85 Kg/cm²
3. P = 22	B = 2641.65 Kg/cm²
Mittelwert	B = 2533.51 Kg/cm²

Palapont.

1. P = 28	B = 4160,99 Kg/cm²
2. P = 26	B = 4425,53 Kg/cm²
Mittelwert	B = 4293,26 Kg/cm²

Heliodon.

1. P = 28	B = 3608.05 Kg/cm²
2. P = 27	B = 3605.67 Kg/cm²
3. P = 32	B = 3438,08 Kg/cm²
Mittelwert	B = 3550,6 Kg/cm²

Die durchgeführten Untersuchungen lassen erkennen, daß zwischen den einzelnen Kunststoffen innerhalb ihrer chemischen Gruppe keine großen Unterschiede in den technischen Daten vorhanden sind.

Von den für die Plattenprothese in Frage kommenden Werkstoffen hat das Heliodon die größte Härte, dürfte aber auch gleichzeitig wie alle Kunststoffe dieser Gattung gegenüber den Kunststoffen aus Mipolam spröder sein.

Was die Zerreißfestigkeit betrifft, so ist diese bei den Mischpolymerisaten größer als bei den Akrylsäurederivaten. Im Zusammenhang hiermit steht die Dehnung, die natürlich auch bei den Mischpolymerisaten größer ist.

Besonders interessant waren die Resultate der Bestimmung der Bruchbiegespannung: während die Akrylsäurederivate bei einer bestimmten Belastung zu Bruch gingen, trat bei den Mischpolymerisaten nur Verformung bei der gleichen Druckanwendung ein.

Was nun die für Kronen- und Brückenarbeiten im Handel befindlichen Kunststoffe betrifft, so wurde bei diesen das Palapont als das härteste festgestellt. Die Zerreißfestigkeiten der Akrylsäurederivate ergaben auch für Palapont einen hohen Wert, doch liegen im allgemeinen die Festigkeitswerte der Mipolam-Gruppe höher. Auch die Dehnungswerte waren dementsprechend.

Die Bruchbiegespannung des Palapont ist entschieden größer als die des Heliodon und Paladon. Beim Hekodent und Rockodenta-Kolloid trat nur Verformung bei einer Belastung von 250 kg ein.

Aus den erhaltenen technischen Daten kann man selbstverständlich kein abschließendes Urteil über die Haltbarkeit im Munde fällen, doch sind diese Ergebnisse immerhin bei einer Bewertung mit in Rechnung zu stellen. Allgemein wird man sagen können, daß wie bei den übrigen Werkstoffen auch hier die Kunststoffe der einen oder anderen chemischen Gattung ihr

eigenes Indikationsgebiet haben. und es wird der klinische Fall entscheiden, zu welchem von den Kunststoffen man greifen wird.

Bei der Verwendung als keramische Austauschstoffe ist die bisher beobachtete Abrasion der Kunststoffe im Munde im Gegensatz zu dem harten Porzellan so weit als günstiger Faktor einzusetzen. als ihr Wert sich nicht zu groß gestaltet.

Die Zukunft wird erweisen. ob die Kunststoffe für keramischen Ersatz in Frage kommen. Als Kautschukaustauschstoff haben sie sich bereits mit bestem Erfolg erwiesen.

Zum Schluß der Arbeit möchte ich Herrn Prof. Dr. Schoenbeck für die Ueberlassung des Themas und die freundliche Unterstützung bei der Arbeit meinen herzlichsten Dank aussprechen.

Ich danke ferner den Firmen für die Ueberlassung der Prüfungsmaterialien.

Quellen-Nachweis:

Falck, Karl, Prof. Dr.: „Einführung in die Werkstoffkunde für Zahnärzte". J. F. Lehmanns Verlag, Berlin.

Gerlach, Hans, Doz.. Dr.: „Neue Deutsche Werkstoffe in der Zahnheilkunde".

Gebrauchsanweisungen für die einzelnen Kunststoffe.

Kirsten, Herrmann, Doz.. Dr.: „Klinische Erfahrungen über die Verwendung von Ersatzstoffen auf dem Gebiet des festsitzenden Ersatzes". Deutsche Zahnärztl. Wochenschrift, 43. Jhrg. Nr. 28.

Rock: „Kurze Anleitung zur Ausübung der Kolloidodontie". Berodent Gesellschaft m. b. H., chemisch-dentale Produktion, Berlin.

Schoenbeck, Prof. Dr.: „Welche Werkstoffe stehen zur Zeit zur Verfügung?" Deutsche zahnärztl. Wochenschrift, 43. Jahrg. Nr. 27.

Weikart, Paul, Dr.: „Praktikum der zahnärztlichen Materialkunde."

Lebenslauf.

Am 26. März 1914 wurde ich in Berlin-Lichtenberg geboren. Meine Eltern sind der Oberregierungsrat Johannes Wolff und seine Ehefrau Charlotte geb. Kirschke.

Ich besuchte in Friedrichshagen das Oberlyzeum und legte dort am 14. März 1933 die Reifeprüfung ab.

Nach Beendigung des freiwilligen Arbeitsdienstes begann ich im Frühjahr 1934 das zahnärztliche Studium und erhielt im Januar 1939 die Approbation.